

УДК 531/534: [57+61]

ДЕМПФИРУЮЩАЯ РОЛЬ ЖЕЛУДОЧКОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА ПРИ УДАРЕ

А.И. Надарейшвили, В.А. Петушков, К.В. Фролов

Институт машиноведения Российской академии наук, Россия, 101990, Москва, М. Харитоньевский пер., 4,
e-mail: aleko@mail.com

Аннотация. На основе уравнений ударной динамики механики сплошных сред с использованием конечно-элементных и конечно-разностных аппроксимаций выполнен вычислительный эксперимент по определению напряженно-деформированного состояния головного мозга с последующим выявлением природной защитной функции желудочков, проявляющейся в снижении уровня сдвиговых деформаций, опасных для головного мозга.

Ключевые слова: вычислительный эксперимент, математическое моделирование, головной мозг, удар, напряженно-деформированное состояние.

Введение

Закрытое повреждение головы в большинстве случаев является результатом ударных взаимодействий с другим телом. Однако повреждение головного мозга может иметь место и без повреждения (разрушения) непосредственно черепа головы.

В литературе приведены результаты “неударных” экспериментов, в которых голова испытуемого животного ускоряется так, как это было бы при ударном взаимодействии [1, 2], а также при имитации ускоренного движения туловища без каких-либо ударных взаимодействий.

В момент ударного воздействия направление силы удара может не проходить через центр тяжести головы, поэтому она получает как поступательное, так и вращательное ускорение.

Еще более 200 лет назад Потт, известный хирург из Лондона, отметил связь между контактной зоной при ударе и последующим повреждением головного мозга [3]: “Исходя из моего опыта и наблюдений я заключил, что самочувствие для большинства пациентов, подвергшихся удару по голове в (или под) лобной части черепа, лучше, чем для тех, которые получили удар в другой части черепа. Нельзя ли это утверждение сделать основой для исследования?”

В работах Холбауна [4] отмечается, что вращательное движение головы является более опасным с точки зрения риска повреждения головного мозга. Такое утверждение основывается на гипотезе о несжимаемости мозговой ткани и, следовательно, поступательное ускорение неспособно вызвать ее значительное деформирование (повреждение). При вращательном ускорении нет препятствий для сдвиговых деформаций, и относительные смещения слоев мозговой ткани следует

рассматривать в качестве главной причины существенного повреждения головного мозга. Такой эффект вращательного ускорения отражен на демонстрационной модели (см. рис. 1).

В более поздней экспериментальной работе [5], проведенной на приматах, показано, что комбинация поступательного и вращательного ускорения головы в плоскости вращения вокруг затылочного спинного хребта (венечная плоскость), которая в некоторой степени аналогична боковому удару по голове, является более повреждающей головной мозг, чем аналогичное ускорение в сагиттальной плоскости (плоскость лобового удара). Такой эффект зафиксирован в некоторых автомобильных авариях [6]. Однако в исследованиях, приведенных в [7], отмечается, что связь между ударами в венечной и сагиттальной плоскостях может иметь более сложный характер по сравнению с общепринятым.

Для моделирования вышеуказанных ударных воздействий, с учетом вращения частиц головного мозга, наиболее эффективным является рассмотрение проблемы с точки зрения нелинейной механики сплошных сред, привлекая при этом численные методы решения задач ударной динамики.

При таком подходе правильный выбор расчетной схемы, модели (или разработка новой) поведения мозговой ткани является одним из главных звеньев математического моделирования.

Разработанные на сегодня модели поведения мозговой ткани отражают неоднородность, анизотропность и нелинейность. Они строятся в основном на принципе малых деформаций и упругом или вязкоупругом поведении ткани. В некоторых случаях рассматриваются двухфазные модели.

Как известно, головной мозг представляет собой гетерогенную структуру. На механические свойства мозга могут оказывать влияние такие компоненты, как: тканевый компонент, механические свойства которого определяются свойствами мембран клеточных элементов, нервных волокон, а также сосудистых стенок; компонент крови, влияние которого на механические свойства осуществляется через изменение объема в сосудах мозга и уровня внутрисосудистого давления; компонент тканевой воды – через количество экстра- и интрацеллюлярной жидкости, а также уровень тканевого давления; компонент жидкости – через ее количество в желудочках мозга.

Трудности работы с таким объектом, как головной мозг, есть причина того, что его механические свойства до сих пор изучены недостаточно. Хотя показано [8], что упругие свойства живого и мертвого мозга не отличаются сильно, этот факт не может объяснить изменение механических свойств в различных физиологических состояниях организма.

Учитывая вышесказанное, в структуре головного мозга выделим церебральные желудочки, которые наполнены жидкостью и вносят существенную неоднородность в анатомию мозга.

В данной статье по отдельности моделируются вращения головы в венечной и сагиттальной плоскостях при импульсном воздействии. В обоих случаях зафиксировано явление понижения сдвиговых деформаций, указывающее на природную защиту головного мозга от неблагоприятных сдвиговых деформаций мозговой структуры.

Данный факт представляет также интерес с точки зрения бионики и может быть взят на вооружение при создании технических систем.

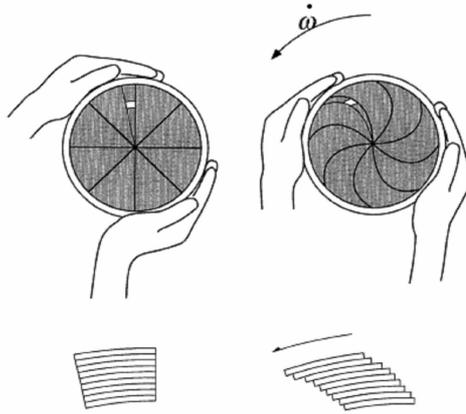


Рис. 1. Эффект сдвиговых деформаций при вращательном ускорении сосуда с наполнителем

Основные соотношения математической модели

В предложенной математической модели использованы основные соотношения кинематики деформирования и ударной динамики сплошных сред, приведенные в [9].

Напряжения для упругих и гиперупругих материалов не зависят от пути деформирования, следовательно, они не рассчитываются через инкрементальную теорию (последовательные приращения).

Для моделирования поведения ткани головного мозга выбрана наиболее простая модель нелинейного гиперупругого материала – модель Блатса и Ко, где для описания кинематики малых перемещений, но больших сдвигов используется второй тензор напряжений Пиола–Кирхгофа [10]:

$$S_{ij} = G \left[\frac{1}{V} \Sigma_{ij} - V^{(1/(1-2\mu))} \delta_{ij} \right],$$

где G – сдвиговой модуль упругости, V – относительный объем элементарного деформированного параллелепипеда, μ – коэффициент Пуассона, Σ_{ij} – правый тензор деформации Коши–Грина:

$$\Sigma_{ij} = \frac{\partial x_k}{\partial X_i} \frac{\partial x_k}{\partial X_j},$$

где δ_{ij} – символ Кронекера.

Напряжения Пиола–Кирхгофа преобразуются в напряжения Коши по формулам [10, 11]:

$$\sigma_{ij} = \frac{\rho}{\rho_0} \frac{\partial X_i}{\partial x_k} \frac{\partial X_j}{\partial x_l} S_{kl}.$$

Компоненты вектора перемещений определяются как:

$$u_i = x_i - X_i,$$

где X_i и x_i – лагранжевы и эйлеровы координаты, соответственно.

Используя 8-узловую конечно-элементную аппроксимацию и минимизируя невязку по Галеркину, получаем полудискретное уравнение метода конечных элементов с нелинейной, зависящей от времени и решения правой частью:

$$M v^t = F^B - \sum_e \int_{V_e} B^T S_{ij} (\Sigma_{ij}) dV_e, \quad (1)$$

где M – диагональная матрица масс с размерностью $[3N \times 3N]$ в общем случае (N – число узлов конечных элементов сетки), F^B – вектор внешних и массовых сил, B – матрица производных от функции формы, V_e – объем конечного элемента, v^t – столбец узловых ускорений.

Для интегрирования по времени уравнения (1) используем условно устойчивую, явную, центральную конечно-разностную схему, которая оказывается наиболее эффективной при надлежащем выборе шага интегрирования по времени и при этом позволяет уловить резкие изменения основных полевых функций:

$$\begin{aligned} v^{t^n} &= M^{-1} \cdot F^n, \\ v^{n+1/2} &= v^{n-1/2} + v^{t^n} \Delta t^n, \\ u^{n+1/2} &= u^n + v^{n+1/2} \Delta t^{n+1/2}, \\ \Delta t^{n+1/2} &= (\Delta t^n + \Delta t^{n+1}) / 2. \end{aligned}$$

В качестве достаточного условия устойчивости решения используем условие Фридрихса–Леви–Куранта [12]:

$$\begin{aligned} \Delta t &\leq \Delta h / C, \\ \Delta h &= \min(\Delta h_i); \quad i = 1, \dots, N, \end{aligned}$$

где Δh – радиус описанной окружности для каждого элемента, C – адиабатическая скорость звука в материале.

Результаты моделирования и выводы

Для проведения вычислительного эксперимента используем данные компьютерной томографии для построения геометрии головы взрослого человека (см. рис. 2) по основным ее размерам (без челюсти).

Характеристика гиперупругого материала мозговой ткани в виде модуля сдвига $G = 1100$ Па, распределение начального импульсного углового ускорения $\dot{\omega}(t)$ (рис. 3), а также результатов эксперимента в лабораторных условиях (рис. 4) на гелиевом аналоге мозговой ткани, использованы из [13].

Расчеты проводились по отдельности для вращения головы вокруг двух взаимно перпендикулярных осей (рис. 5).

На рис. 6–9 приведены изменения сдвиговых деформаций над и под желудочковой окрестностью в случаях наличия желудочка с жидкостью и без него при вращении головы в венечной плоскости. Рис. 10 отражает картину эквивалентных деформаций в венечной плоскости головного мозга для моментов времени $t = 0,026, 0,052, 0,3$ с.

Приведенные графики показывают, что церебральный желудочек с жидкостью снижает уровень сдвиговых деформаций. Аналогичные графики получаются и при вращении головы в сагиттальной плоскости.

Полученные результаты свидетельствуют, что при моделировании такого рода задач большое значение имеет учет неоднородной структуры головного мозга. Эти неоднородности могут быть в виде составных частей самого мозга: цереброспинальных желудочков, крупных кровяных сосудов мозга и т.п.



Рис. 2. Мозг в разрезе

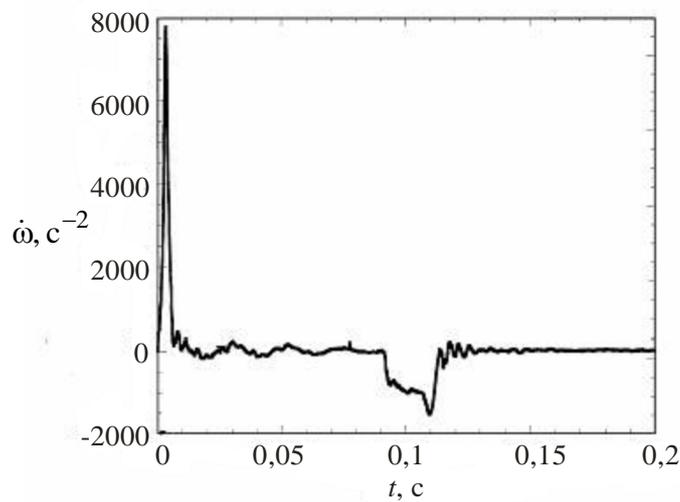


Рис.3. Угловое ускорение головы

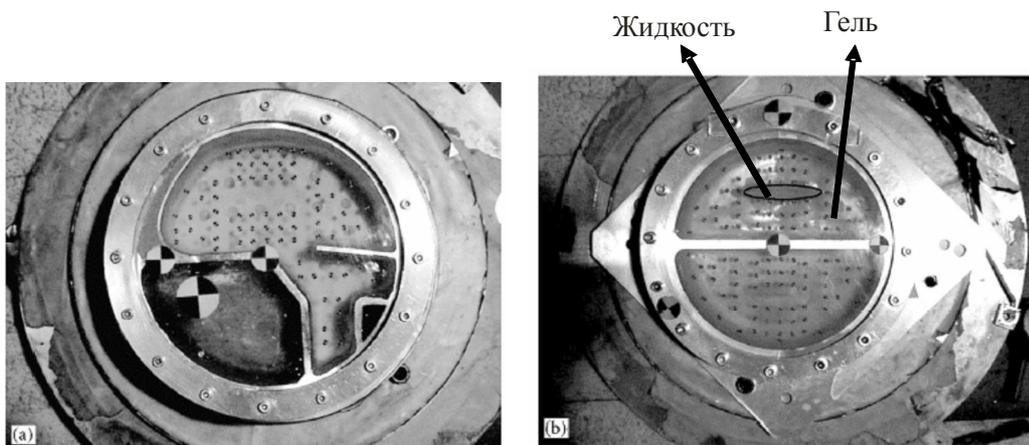


Рис. 4. Экспериментальная установка

Такой подход с точки зрения механики деформируемых сред дает возможность определить максимальные деформации, разрушающие волокна головного мозга и, соответственно, начальные условия возникновения этих деформаций. При этом учёт особенностей анатомии головы (включая ее размеры соответственно возрасту человека и т.п.) дает возможность пересмотреть (скорректировать) используемый на практике критерий повреждаемости головы, полученный в результате испытаний на манекенах [14]:

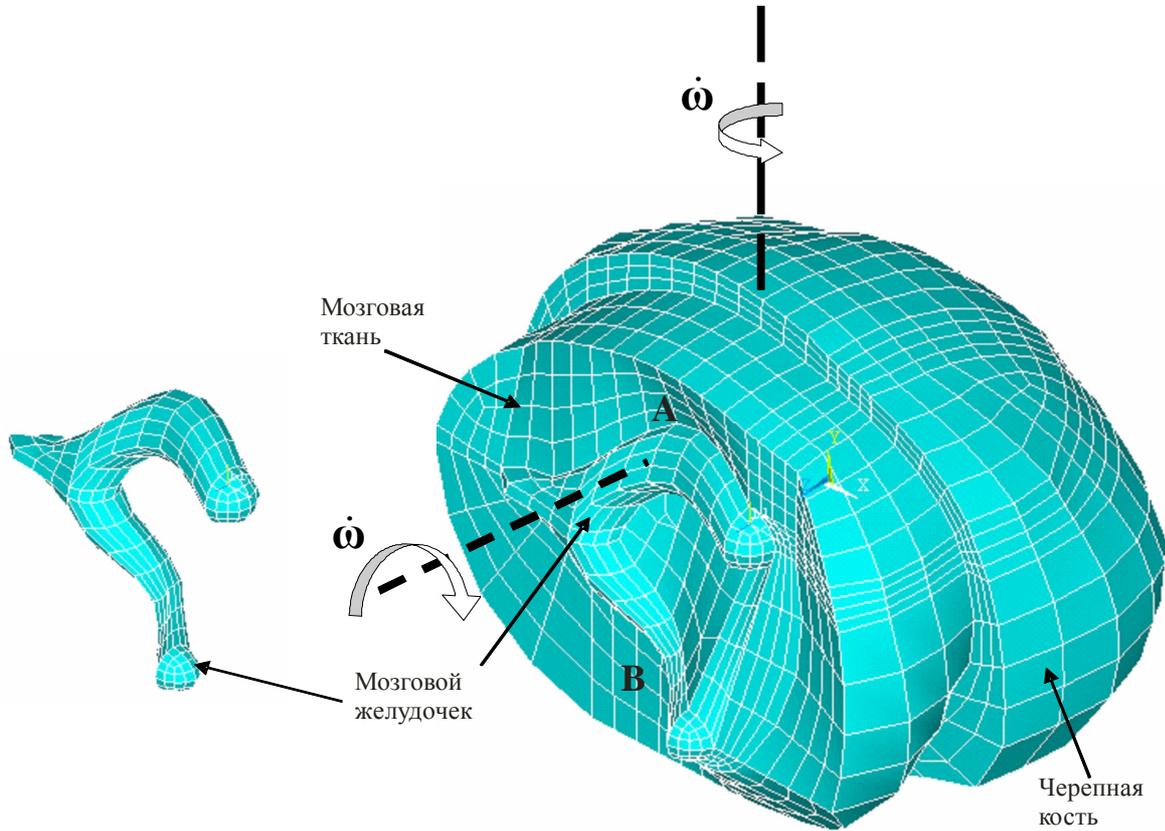


Рис. 5. Конечно-элементная модель головы в разрезе

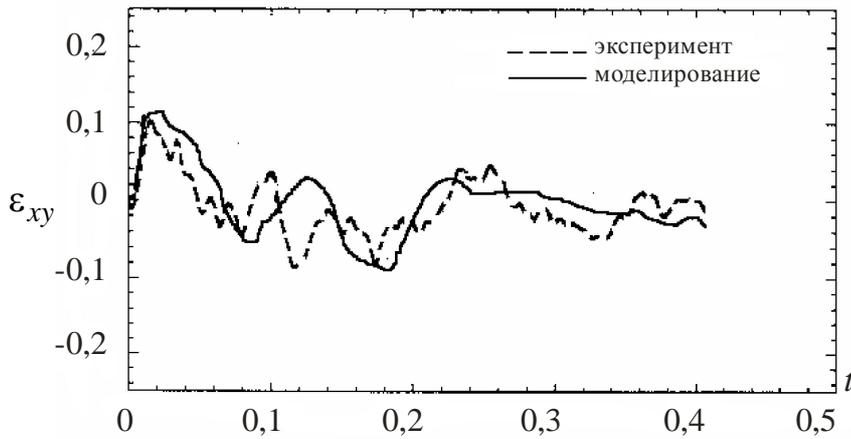


Рис. 6. Изменение сдвиговых деформации ϵ_{xy} по времени в области под черепной костью (т. А) с желудочком

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1),$$

где $a(t)$ – линейное ускорение головы как ускорение материальной точки.

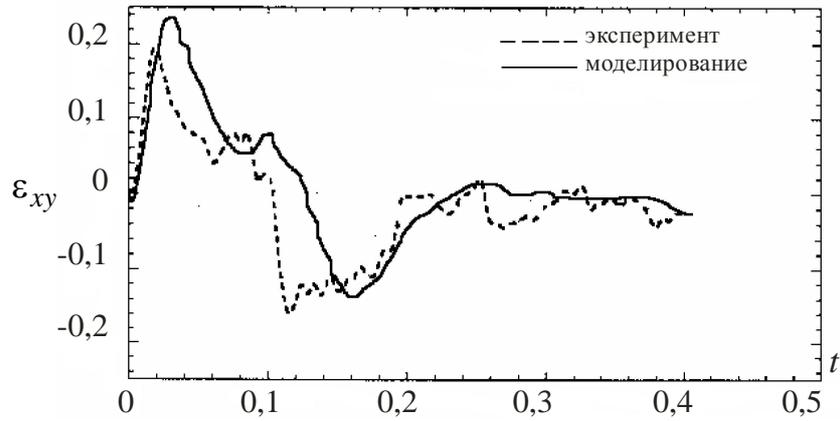


Рис. 7. Изменение сдвиговых деформации ϵ_{xy} по времени в области под черепной костью (т. А) без желудочка

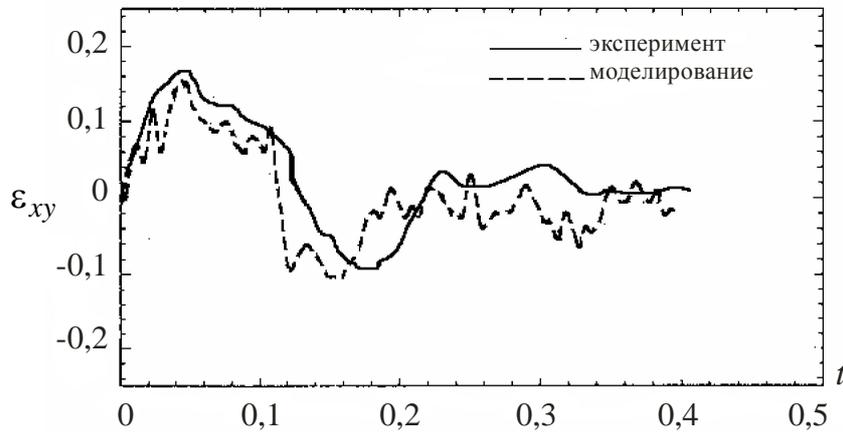


Рис. 8. Изменение сдвиговых деформации ϵ_{xy} по времени в точке В с желудочком

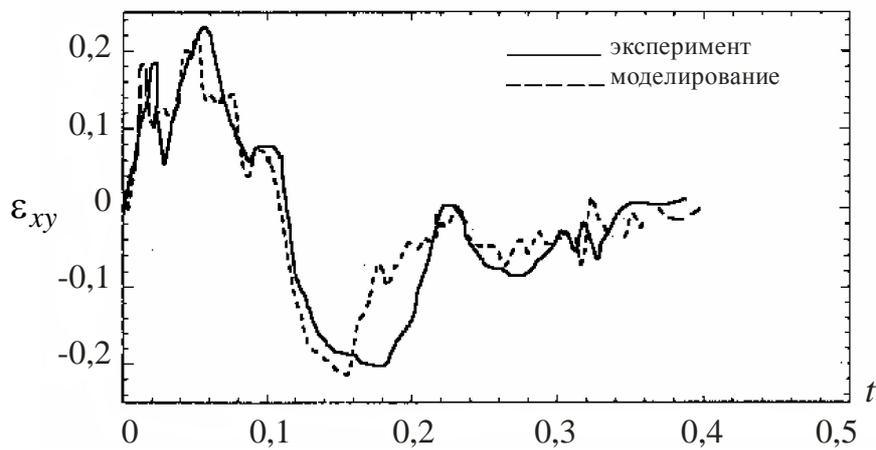


Рис. 9. Изменение сдвиговых деформации ϵ_{xy} по времени в точке В без желудочка

$t = 0,026$

$t = 0,052$

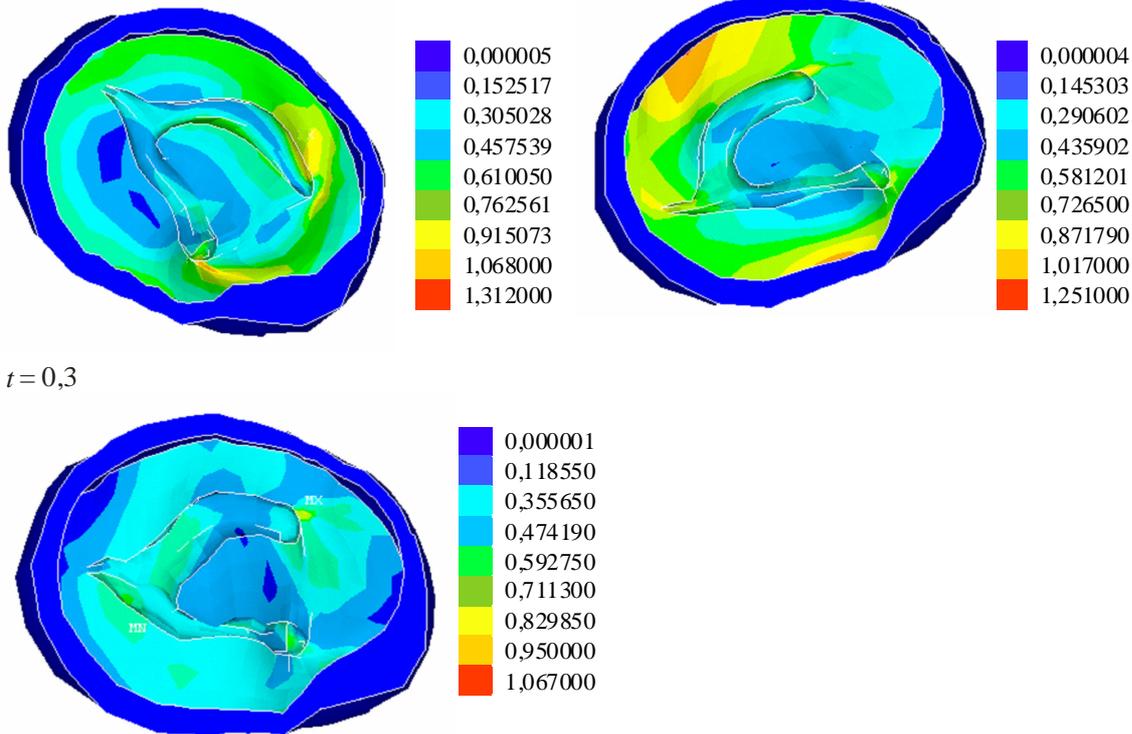


Рис. 10. Эквивалентные деформации в венечной полости

Список литературы

1. Adams, J.H. Acceleration induced head injuries in the monkey. II. Neuropathology. / J.H. Adams, D.I. Graham, T.A. Gennarelli // Acta Neuropathologica. – Berlin, Germany. – 1981. – Vol. S7. – P. 26–28.
2. Gennarelli, T.A. Biomechanics of acute subdural hematoma / T.A. Gennarelli, L.E. Thibault // Journal of Trauma. – 1982. – Vol. 22, No. 8. – P. 680–686.
3. The Chirurgical Works of Percivall Pott, FRS, 1779.
4. Holbourn, A.H.S. Mechanics of head injuries / A.H.S. Holbourn // Lancet. – 1943. – P. 438–444.
5. Gennarelli, T.A. Directional dependence of axonal brain injury due to centroidal and non-centroidal acceleration / T.A. Gennarelli, L.E. Thibault, G. Tomei // Society of Automotive Engineers. Proc. of the 31st Stapp Car Crash Conference. – Warrendale, PA, USA. – 1987. – P. 49–53.
6. Simpson, D.A. Brain injuries in car occupants: a correlation of impact data with neuropathological findings / D.A. Simpson, G.A. Ryan, B.R. Paix // Proc. of the International Research Council on the Biomechanics of Impacts, IRCOBI. – Bron, France. – 1991. – P. 89–100.
7. Ono, K. Human head tolerance to sagittal impact: reliable estimation deduced from experimental head injury using subhuman primates and human cadaver skulls / K. Ono, A. Kikuchi, M. Nakamura // Society of Automotive Engineers. Proc. of the 24th Stapp Car Crash Conference. – Warrendale, PA, USA. – 1980. – P. 101–160.
8. Metz, H. A comparison of elastisity of live, dead and fixed brain tissue / H. Metz, I. McElhaney, A. Ottaya // J. Biomechanics. – 1970. – Vol. 3. – P.16–23.
9. Надарейшвили, А.И. Математическое моделирование повреждения глазного яблока при контакте с летящим объектом / А.И. Надарейшвили, В.А. Петушков, К.В. Фролов // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Том 9, № 4. – С. 28–36.
10. Blatz, A. Application finite element theory to the deformation of rubbery matherials / A. Blatz, W. Ko // J. Transc. Soc. of Rheology. – 1962. – Vol. 6. – P. 223–251.
11. Васидзу, К. Вариационные методы в теории упругости и пластичности / К. Васидзу. – М.: Мир, 1987.
12. Годунов, С.К. Разностные схемы / С.К. Годунов, В.С. Рябенский. – М.: Наука, 1977.

13. *Ivarsson, J.* Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: experimental studies on natural protection of the brain / J. Ivarsson, D.C. Viano, P. Lo, B. Aldman // *Journal of Biomechanics*. – 2000. – Vol. 33. – P. 181–189.
14. *Versace, J.* A review of the severity index / J. Versace // *Society of Automotive Engineers. Proc. of the 15th Stapp Car Crash Conference*. – New York, USA. – 1971. – P. 771–796.

DAMPING ROLE OF THE CEREBRAL VENTRICLES AT IMPACT

A.I. Nadarejshvili, V.A. Petushkov, K.V. Frolov (Moscow, Russia)

On a basis of the equations of shock dynamics of continuum mechanics with use of finite element and finite difference approximations, numerical simulation is executed with the aim to determine stress-strain state of the brain with the subsequent revealing natural protective functions of the cerebral ventricles that shown reductions of level of dangerous deformations for brain.

Key words: computational experiment, mathematical modelling, brain, impact, stress-strain state.

Получено 15 августа 2006